FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1962

THÈSE

N° 1049

POUR

LE DOCTORAT DE MÉDECINE

(DIPLOMÉ D'ÉTAT)

PAR

HUMEAU Félix

Externe des Hôpitaux de Paris

Né le 13 Janvier 1935

à PLANAY (Savoie)

Présentée et soutenue publiquement le *1962*

ETUDE D'UNE NOUVELLE METHODE
D'EXPLORATION CARDIOLOGIQUE
LA RHEOGRAPHIE A HAUTE FREQUENCE
PAR IMPULSIONS

Président M.Pierre SOULIE

PARIS – 1962

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1962

THÈSE

N°

POUR

LE DOCTORAT DE MÉDECINE

(DIPLOMÉ D'ÉTAT)

PAR

HUMEAU Félix
Externe des Hôpitaux de Paris

Né le 13 Janvier 1935
à PLANAY (Savoie)

Présentée et soutenue publiquement le *1962*

ETUDE D'UNE NOUVELLE METHODE D'EXPLORATION CARDIOLOGIQUE LA RHEOGRAPHIE A HAUTE FREQUENCE PAR IMPULSIONS

Président M.Pierre SOULIE

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

PARIS – 1962

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41538119_0015

PROFESSEURS HONORAIRES -

MM. Alajouanine T., Aubin A., Bénard H., Bulliard H., Cadenat, Chabrol E., Champy C., Debré R., Fey B., Gastinel P., Halphen E. Hazard R., Heuyer G., Lantuejoul P., Laroche G., Lévy-Solal M., Lian C., Mathieu P., Mocquot P., Monod R., Moreau R., Mougeonguet P., Olivier E, Pasteur-Valery-Radot, Petit-Dutaillis D., Quénu J., Richet C., Senèque J. Strohl A., Tanon L.

DOYEN .....Léon BINET

Ier ASSESSEUR .....Jean VERNE
2ème ASSESSEUR.....Gaston CORDIER

PROFESSEURS -

I/ CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES
a/ Professeurs titulaires :

Anatomie .. ..DELMAS
Anatomie pathologique. .....DELARUE
Anesthésiologie..... ..BAUMANN
Biochimie medicale... ....JAYLE
Biologie appliquée à l'éducation physique et aux sports.....CHAILLEY-BERT
Biologie medicale.....FAUVERT
Cancérologie medicale et sociale.....BERNARD
Embryologie.....GIROUD
Histoire de la médecine et de la chirurgie..N.....
Histologie .....VERNE
Hygiène et médecine préventive.....JOANNON
Medecine du Travail.....DESOILLE
Médecine légale.....PIEDELIEVRE
Microbiologie (bactériologie et virologie)..FASQUELLE
Parasitologie.....GALLIARD
Pathologie chirurgicale.....HUGUIER
Pathologie exotique.....JAVIER
Pathologie expérimentale et comparée.....MARKLEN
Pathologie médicale.....MILLIEZ
Pathologie respiratoire.....TURIAF
Pathologie et therapeutique générales.....BOUDIN
Pharmacologie .....CHEYMOL.

BI LT
Physiologie.....BA GETON
Physiologie et pathologie obstétricale.....LE AGE
Physique médicale.....DO ON
Radiologie médicale.. .....DE GREZ
Thérapeutique.....CO TE

b/ Professeurs à titre personnel :

Biochimie m dicale.....DE GREZ
Biologie médicale.....BO RLIERE
Embryologie . .....TU HMANI
Hygiene et médecine preventive.....DE ARIS
Parasitologie.....BR MPT
Pathologie chirurgicale.....LA RENCE
Pharmacologie.....LEVY (Melle J.)
Physiologie.....PA ROT
Physique médicale .....KE LERSHOHN

2/CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES
a/ Professeurs titulaires :

Clinique carcinologique chirurgicale.....RE ON
Clinique cardio ogique.....MO QUIN
Cliniques chirurgicales.(Beaujon.....LO TAT-JACOB
(Cochin.....LE ER
(Hôtel-Dieu.....PA L
(Pitié.....CO DIER
(Saint-Antoine.....GO SET
(Salpétrière.....SI ARD
(Tenon.....OL VIER
Clinique de chirurgie infantile etorthop...FE RE
Clinique orthopédique et réparatrice.....ME LE D'AUBIGNE
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire...GA LART d'AILAINES
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire...MA HEY
Clinique endocrinologique.....DE OURT
Clinique de génétique médicale.....LA Y
Clinique gynécologique.....FU CK-BRE TANO
Clinique des maladies cutanées .....DEGOS
Clinique des maladies des enfants.....CATHALA
Clinique des maladies infectie ses.....MO LARET
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale....DE AY
Clinique des maladies métaboliques.....RA BURGER
Clinique des maladies du sang.....MA CHAL
Clinique des maladies du système nerveux..CA TAIGNE
Cliniques médicales Boucicaut.....LENEGRE
Broussais.....SOULIE
Cochin.....JUSTIN-BESANCON
Cochin.....BOUET
Hôtel-Dieur.....BARIETY
Lariboisière .....SEZL
Pitié.....DREYFUS
Saint-Antoine.....KOURILSKI

Clinique médicale d'hydrologie thérapeutique.....DEBRAY
Clinique médicale propédeutique.....GENNES
Clinique médico-sociale du diabète.....DEROT
Clinique de neuro-chirurgie..... .....DAVID
Clinique neurologique.....GARCIN
Cliniques obstétricales Baudelocque.....LACOMME
Foch(Suresnes).....MERGER
Clinique obstétricale et gynécologique.....VARANGOT
Clinique ophtalmologique.....RENARD
Clinique oto-rhino-laryngologique.....AUBRY
Clinique de pédiatrie et de puériculture....LELONG
Clinique de pédiatrie sociale.....MARIE
Clinique de Pneumo physiologie.....BERNARD
Clinique de neuro-psychiatrie infantile.....MICHAUX
Clinique de rhumatologie médicale et sociale.....COSTE
Clinique stomatologique.....DECHAUME
Clinique thérapeutique chirurgicale.....ROUX
Clinique thérapeutique médicale.....LEVAIRE
Clinique toxicologique.....GAULTIER
Clinique traumatologique.....PADOVANI
Séméiologie médicale.....DUART
Séméiologie et clinique chirurgicales.....PAILLEUX
Clinique urologique..... .....COUVELAIRE
Hygiène et clinique de la première enfance..TURPIN

b/ Professeurs à titre personnel :

BOUR
Médecine.....LHERMITTE
PIQUIGNOT

PROFESSEURS SANS CHAIRE, PROFESSEURS AGREGES
ET MAITRES DE CONFERENCES- AGREGES-

Anatomie	CABROL
	GOUINOD
	GILLOT
	OLIVIER
Anatomie pathologique	ABELANET
	BUSSER
	CHOMETTE
	NEZELOFF
	ORCEL
	PAILLAS
Anesthésiologie	KERN
	VOURCH
Bactériologie	BARBIER CHRISTOL
	LE MINOR
	TOURNIER
Biochimie médicale	BOURILLON
	CARTIER
	DREYFUS
	GONNARD
	JEROME
Carcinologie	BOIRON
	DENOIX
	MATHE
	SELIGMANN
Dermato-syphiligraphie	CIVATTE
	DUPERRAT
Electro-radiologie	LEDOUX-LEBARD
Hématologie	BESSIS
	DAUSSET
	DUHAMEL
Histologie	MAROIS
	RACADOT
Hydrologie	BESANCON
	CORNET
Hygiène	BOYER
	BLANCHET
	SAPIN-JALOUSTRE
Maladies infectieuses	BASTIN
	DUPONT
Médecine légale	FOURNIER
	GUENIOT
Médecine du travail	ALBAHARY
Neuro-chirurgie	PERTUISET
Obstétrique	GRANJON
	HERVET
	LE LORIER
	LEVY

Obstétrique.....MORIN
MUSSET
ROBY
SENEQUE
SURMAU

Ophtalmologie.....BRUGEAT
DUBOIS
SARAUX

Orthopédie.....JUDET
MLARY
POSTEL
RAMADIER

Oto-rhino-laryngologie.....DEBAIN
PIALOUX

Parasitologie.....GOLVAN
LAPIERRE

Pathologie chirurgicale.....BARCAT
BINET
CAUCHOIX
CERBONNET
CHATELIN
DUBOST
FLABEAU
FAUREL
GARBEY
GARNIER
GERMAIN
LATASTE
LEVEQUE
LOYGUE
MERCADIER
NATALI
PELLERIN
PERROTIN
ROBERT
THOLLRET

Pathologie exotique.....SCHNEIDER

Pathologie expérimentale.....BENHAMOU
BERTHAUX
BOIVIN
CROSNIER
HARTMANN
LOEPER
MAURICE
MIKOL
RICHET

Pathologie médicale.....BOUVIER
BOUVRAIN
BRICAIRE
BRISSAUD
BROCARD
BUGE
CATHALAT
CHRETIEN

Pathologie médicale	CHRETIEN
	COBLENTZ
	CONTAMIN
	COURY
	ETIENNE
	FREZAL
	FRITEL
	HENEQUET
	HILBERT
	HOUSSET
	LAROCHE
	LESOBRE
	MACREZ
	MOREAU
	NICK
	ROYER
	TOURNEUR
	WOLFROM
Pédiatrie-Puériculture	JOSEPH
	LAFOURCADE
	LEPERCQ
	MANDE
	MOZZICONACCI
	POLONOVSKI
	ROSSIER
	VIALATTE
Pharmacologie	BOISSIER
	LECLAT
Physiologie	BARELS
	DEJOURS
	DURAND
	GIRAUD
	HUGUELIN
	SCHERRER
Physique médicale	CHANTEUR
	GREMY
	MILLAUD
	PELLERIN
	ROUCAYROL
	TUBIANA
Pneumo-phtisiologie	KRAUS
	MEYER
	RENAULT
Psychiatrie	PICHOT
Psychiatrie infantile	DENIKER
	DUCHE
	FLAVIGNY
	LAPLANCHE
Rhumatologie	DELBARRE
Stomotologie	CERNEA
	GRELLET
	CHAPUT

Thérapeutique.....CHASSAGNE
LAMOTTE
MARCHE
Urologie.....AUVERT
MOULONGUET
QUENU

PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGREGES
CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE
à titre permanent

Anatomie.....DEBEYRE
Clinique chirurgicale.....ABOULKER
VERNE
Clinique médicale.....PERRAULT
RAMBERT
THIEFFRY
Clinique obstétricale.....GRASSET
MAYER
Clinique ophtalmologique.....DESVIGNES
OFFRET
Clinique oto-rhino-laryngologique.....MADURO
Clinique pédiatrique et puériculture.....LAPLANE
Clinique psychatrique.....BARUCK
Clinique urologique.....KUSS

PROFESSEURS DETACHES DANS LES UNIVERSITES ETRANGERES

Bactériologie.....HAUDUROY
Pathologie chirurgicale.....RUDLER

CHARGES DE COURS D HYGIENE SCOLAIRE ET
UNIVERSITAIRES.....BOLTANSKI
LAMNAY

Secrétaire général de la Faculté.....M. LENA
Secrétaire principal..... .....Melle CHAINTREUL
Conservateur en chef de la Bibliothèque M. le Dr HAHN
Conservateur .....Melle DULAITRE
Bibliothécaires.....Mmes CONTET
Melle LAURENT
LENOIR
QUIEVREUX

ETUDE D'UNE NOUVELLE METHODE D'EXPLORATION CARDIOLOGIQUE:

LA RHEOGRAPHIE A HAUTE FREQUENCE PAR IMPULSIONS.

A ma Femme,

A mes Parents,

A tous les miens et à mes amis.

A Monsieur le Professeur Pierre SOULIE

Professeur de Clinique Médicale

À la Faculté de Médecine de Paris

Qui m'a fait l'hommeur de
présider cette thèse.
Avec ma gratitude et mon
profond respect.

A Monsieur le Professeur Yves BOUVRAIN

Médecin des Hôpitaux de Paris

Avec ma vive gratitude pour
son enseignement et ses
conseils éclairés et avec mon
attachement respectueux.

A tous ceux qui ont été mes maîtres

dans les Hôpitaux.

A Monsieur le Docteur SAUMONT
Chargé de cours en physique médicale
à la Faculté de Médecine de Lille,

A qui je dois l'initiative
de ce travail et dont les
conseils me furent très
précieux.
Avec mon attachement respec-
tueux et reconnaissant.

PLAN
====

- INTRODUCTION

Chap.I -HISTORIQUE

I- Méthodes mécaniques

2- Insuffisance de ces méthodes

3- Justification de l'étude par les courants à haute fréquence.

Chap.II - PRINCIPE DE LA RHEOGRAPHIE A HAUTE FREQUENCE

I- Cinétique ventriculaire gauche

2- Mouvements vibratoire dans le sang

3- Courants à haute fréquence

Chap.III - THEORIE DES APPAREILS D'ENREGISTREMENT

I- Les appareils à montage en pont

2- Les appareils à haute fréquence

3- Les appareils à haute fréquence par impulsions

a/ Schéma de l'appareillage

b/ Caractéristiques

Chap. IV -DESCRIPTION PRATIQUE DES METHODES D'ENREGISTREMENT

Chap. V - RESULTATS

I- Forme générale

2- Aspects pathologiques

-CONCLUSION

-BIBLIOGRAPHIE.

INTRODUCTION :

Depuis les temps les plus anciens déjà on s'est attaché à examiner le coeur et la circulation de l'extérieur . La prise du pouls et l'auscultation comptent certainement parmi les moyens les plus anciens et peu à peu les techniques se sont compliquées et ont donné des résultats plus précis.

Déjà dans notre civilisation l'auscultation s'était développée à un très haut point et avait donné, par ce moyen très simple, des renseignements précis et rapides de haute valeur. Il semble aussi que l'examen du pouls ait été très poussé en particulier dans la médecine extrême-orientale.

C'est avec l'intention de réaliser un examen simple et rapide que nous avons été amenés à envisager l'étude du pouls par l'intermédiaire d'un courant à haute fréquence, comme dans la Rhéographie, mais plus particulièrement en utilisant des impulsions de courant à haute fréquence.

Notre maître, le Professeur BOUVRAIN a bien voulu nous permettre de travailler dans son service avec l'aide très précieuse du Docteur SAURONT chargé de cours en physique médicale à la Faculté de Lille.

Le principe de ce moyen d'exploration repose sur l'existence d'une variation de l'impédance d'un circuit électrique au passage de l'onde systolique dans une partie du corps humain. Les différents temps de la contraction ventriculaire sont en effet transmis à distance par l'intermédiaire de

l'ebranlement de la colonne sanguine artérielle.

Nous voulons dans cette étude présenter un moyen d'investigation et donner les premiers résultats obtenus esperant qu'ils pourront servir de point de départ à des développements ultérieurs.

On y trouvera successivement :

- Les raisons qui nous ont fait utiliser le courant à haute frequence.
- Le principe de l'enregistrement
- La description théorique des appareils
- La description pratique des enregistrements
- Les résultats déjà obtemus.

HISTORIQUE

Alors qu'HIPPOCRATE croyait que les artères contenaient de l'air et que le sang n'existait que dans les veines, c'est GALIEN, qui six cents ans plus tard, le premier, constata la présence de sang dans les arteres; mais il croittoujours à la direction centrifuge du courant veineux.

Il faut attendre le XVIè siècle pour que les anatomophysiologistes se fassent une idée plus exacte de la circulation. CESALPIN en I57I est le premier à signalerla direction centrifuge du sang dans les artères.

La communication entre artères et veines est admise par HARVEY mais démontree par MALPIGHI en I66I.

C'est grâce aux admirables travaux experimentaux de CHAUVEAU et MAREY que l'on a pu faire l'analyse précise des différents temps de la révolution cardiaque, préciser le cours du sang à l'intérieur des différentes cavites, identifier les signes extérieurs de cette révolution et, en définitive, fixer l'essentiel de nos connaissances actuelles sur la mecanique cardiaque.

Pour arriver à ce résultat, ils opéraient sur des grands animaux tel que le cheval. Ils utilisaient les sondes en caoutchouc reliées à une capsule manométrique et un stylet inscipteur se déplaçait sur un cylindre enregistreur

A côté des études faites avec des sondes MAREY s'est également attaché à l'étude du pouls artériel. Sous ce nom est désignée la sensation de choc ou de soulèvement que perçoit rythmiquement le doigt qui palpe une artère sup-

ficielle , à condition de la déprimer légèrement contre un plan résistant.

Pour analyser exactement ce phénomenepulsatile, il est nécessaire de pouvoir recueillir un tracé graphique. La méthode utilisée porte le nom de sphyzmographie. MAREY, le premier, en a fait une étude minutieuse à l'aide de sn sphygmographe dont le principe est bien connu. Actuellement on utilise la capsule oscillographique de PACHON dont la mise en service est beaucoup plus facile. A l'occasion, des tracés sont aussi enregistérs chez l'homme par ponction directe d'une artère. L'interprétation d'un sphygmogramme ne peut être faite qu'en le comparant à un E.C.G. enregistre simultanément. Les courbes montrent que tout tracé artériel présente une onde principale et une onde secondaire. L'onde principale ou onde systolique correspond à la penétration secondaire de l ondée ventriculaire à l'origine de l'aorte. Elle provoque une onde de pression qui se propage tout au long du système artérielle à la manière du mouvement vibratoire et qui, en chaque point exploré est responsable du phénomène du pouls. Cette onde de pression est totalement indépendante de l'écoulement du sang dans les arteres. Suivant le niveau d'exploration sphygmographique sur une artere le debut des pulsations artérielles se fait avec un retard variable sur le début de la systole ventriculaire. Mais la vitesse de l onde pulsatile (9-9-I0 m tres/se onde) esttelle que la sensation du pouls

quelle que soit l'artère superficielle explorée est toujours perçue pendant la systole ventriculaire.

On remarque en outre, avec MAREY, que l'onde systolique est variable dans son allure générale avec l artere considérée. Ceci résulte de l'amortissement progressif de l'onde ventri ulaire originelle sous l'influence de l'elasticité artérielle, tout au long du trajet qu'elle parcourt avant d'arriver au point exploré.

L'onde dicrote est une onde diastolique. Elle est contemporaine de la fermeture des sigmoïdes. Tous les auteurs ne sont pas d'accord sur son mécanisme. L'interprétation de BUISSON et MAREY est la suivante : au moment où débute la décontraction ventriculaire, l'aspiration qui en résultep provoque un mouvement rétrograde de la colonne sanguine contenue dans l'aorte qui, à son tour, provoque la fermeture brusque des valvules sigmoïdes. La colonne sanguine subitement arrêtee par l'occlusion valvulaire est soumise à un choc qui, à son tour, engendre une petite onde de pression L'onde se propage comme l'onde systolique tout au long du système artériel et avec la même vitesse.

Pour FABRE (1925), dans sa thèse, la courbe du pouls est la résultante de deux ondes solitaires incidentes I et i, comme pour MAREY, mais aussi de deux ondes solitaires réfléchies R et r.qui ont pris naissance aux extrémités des ramifications de l'artère. Il est possible de déterminer graphiquement ces quatre ondes, si l'on connait la courbe manométrique de la pulsation et la courbe des vitesses

prise à l'hemodromographe. Cette construction a été faite à l'aide de tracés empruntés à MAREY. Toute ondulation est décomposable d'une seule manière en deux ondes solitaires de sens inverses (incidente I et réfléchie R) Ce sont ces deux ondes que FABRE a déterminées remarquant ensuite qu' elles se composent chacune de deux impulsions successives I eti, R et r.

Indiquons par quel procédé il a obtenu I et R.

Tant que l'onde reste solitaire, il y a proportionnalité entre la surtension et la variation de la vitesse.

$$P - P_o = K v$$

On peut donc convenir d'échelles graphiques, représentatives des vitesses et des pressions, qui fassent coïncider ces courbes dans la région du front de l'onde (partie solitaire) Alors le coefficient K devient pour ces constructions égale à I et toute onde solitaire, en propagation dans la-tère considérée, sera représentée par une même courbe traduisant identiquement vitesses et pressions. Or l'onde pulsatile artérielle ne comporte pas cette représentation partout identique des pressions et des vitesses.

$$p \text{ (pression)} = I + R$$

$$v \text{ (vitesse)} = I - R$$

$$I = \frac{p + v}{2} \qquad R = \frac{p - v}{2}$$

L'onde solitaire incidente s'obtient donc en prenant la moyenne des pressions et des vitesses, l'onde réfléchie en prenant la moyenne de leur différence.

De tout ce qui précède on peut donc déduire avec FABREL l'interprétation suivante.

L'onde incidente I réellement est dûe à la contraction ventriculaire, l'onde i, appelée "onde dicrote" est dûe, non pas à la fermeture des valvules sigmoïdes rejoignant ici MAREY mais à l'ensemble des systoles artérielles qui élèvent brusquement la tension dans l'aorte et créent ainsi la nouvelle onde centrifuge i. La fermeture des sigmoïdes n'est que l'effet du phénomène du dicrotisme à l'extrémité cardiaque du réservoir aortique. Si les valvules se ferment mal comme dans l'Insuffisance aortique l'onde dicrote pénètre dans la cavité ventriculaire et son apogée se trouve légerement retardée. L'existence de l'onde dicrote dans le cas d'insuffisance aortique montre que les valvules n'interviennent dans les phénomènes que comme condition seconde et non comme cause efficiente.

Les travaux de MAREY complétés par ceux de FABRE montraient déjà l'importance que l'on avait apportée à l'étude du pouls mais seulement avec des moyens très simples, comme contribution à l'étude des fonctions circulatoires en général.

Plus récemment FORSSMANN (1929), COURNAND et RANGES (1941) améliorèrent la technique d'exploration intracardiaque.

Mais il n'est pas nécessaire pour enregistrer les pulsations cardiaques de recourir à une méthode sanglante. MAREY appliqua son cardiographe à la pointe du coeur et l'enregistrement du choc de pointe lui donna des cardiogrammes "extracardiaques dont les courbes ont une analogie frappante avec les traéés

intracardiaques.

PACHON a codifié cette méthode. En effet, l'enregistrement intracardiaque à l'aide des sondes manométriques n'exprime que des changements de pression tandis que le cardiagramme extracardiaque n'enregistre que les résustats entre les changements de consistance du coeur(pression intracardiaque) et les variations en sens inversedde volume du coeur au cours de sa révolution.

Ce procédé d'exploration est actuellement moins utilisé. D'autres techniques ont vu le jour. La ballistocardiographie imaginée par GORDON en 1877 enregistre, comme son nom l'indique, l'impulsion transmise à l'ensemble du corps par l'énergie cinétique développée au moment de l'évacuation ventriculaire; DOCK améliore cette méthode en recueillant des courants dérivés par des bobines, solidaires des jambes, qui se déplacent dans un champ magnétique.

Enfin, il y a une dizaine d'années, l'étude des pulsations dues à la contraction ventriculaire s'est faite en utilisant les propriétés du quartz piezo-électrique? Celui-ci, sous l'effet de variations de pression produit un courant électriquequi est ensuite amplifié et enregistré.

Tel est l'aperçu rapide que l'on peut avoir des diverses techniques utilisées pour l'étude des effets cinétiques du coeur en dehors du principe de la rhéographie qui nous occupera plus longuement.

JUSTIFICATION DE L'ETUDE PAR LE COURANT A HAUTE FREQUENCE /

A la lumiere des travaux antérieurs, les pulsations artérielles se propagnant donc de proche en proche vers la périphérie de l'organisme.

En chaque point la pulsation artérielle détermine une modification locale dont la plus évidente est l'augmentation de calibre de la paroi artérielle puisqu'elle est élastique.

Si l'on considère cette transformation passagère au point de vue électrique, on voit facilement que cette augmentation du volume du sang en un point, si petit soit-il, peut modifier le passage du courant encce point. On peut donc imaginer une méthode telle qu'à toute modification de l'artère sous l'effet d'une pulsation, corresponde une variation de courant électrique qui lui soit proportionnelle et qui pourra être étudiée.

Aussi, il nous a paru interessant de nous adresser au courant à haute fréquence pour étudier l'hémodynamique cardiaque, et ceci pour différentes raisons.

I/ Le courant électrique formé par un mouvement d'électrons présente le grand intêrèt de n'avoir aucune inertie, ce qui explique que la moindre variation dans le circuit électrique soit facilement enregistrée.

2/ La possibilité que l'on a d'amplifier à la demande ces variations de courant confere à cette méthode une sensibilité très importante. Il est possible d'obtenir des fréquences de toutes grandeurs, on en voit sa grande maniabilité.

3/ Le courant à haute fréquence qui traverse facilement les tissus qui nous interessent, ne sera pas limité dans ses variations par les tissus interposés entre la lumière de l'artère et la périphérie où sont placées les électrodes, car l'impédance du tissu varie peu et n'apporte pratiquement pas de modifications dans les tracés. Par ailleurs, il suffit d'un simple contact des électrodes sur la peau, ce qui supprime l'exercie d'une contre-pression (comme dans la piezo-électricité) et, de ce fait, l'existence de perturbations locales du mouvement vibratoire qui entraineraient des artéfacts sur la courbe d'enregistrement.

Il s'en suit que cette méthode d'enregistrement s'interesse presque exclusivement au mouvement vibratoire dû à la cinétique ventriculaire. Ce mouvement peut d'ailleurs être modifié sur tout le trajet par une réaction éventuelle de la paroi artérielle ou une anomalie comme on peut le voir dans le rétrécissement aortique et dans l'insuffisance aortique.

INSUFFISANCE DE CES METHODES :

La diversité même de ces méthodes d'investigation dont nous n'avons mentionné que les principales, montre combien on s'est attaché à améliorer la sensibilité des enregistrements (de la capsule manométrique de Marey à la piezo-électricité) et aussi à faire rentrer ces examens dans la pratique courante en les rendants faciles à réaliser.

Il est aisé de se rendre compte de l'inertie considérable d des appareils enregistreurs que MARLY pouvait utiliser surtout si 'lon tient compte des bras de levier importants, nécessaires pour obtenir une courbe facilement interprétable.

La ballistocardiographie nécessite, on le sait, une installation importante dont l'utilisation est délicate. Il semble que, de plus, l'interprétation des courbes ne soit pas aisée Enfin, et c'est là l'objection principale, on obtient un résultat global qui n'est pas la résusltante de la cinétique cardiaque, modifiée par l'ensemble du corps.

Reste l'étude du pouls par la piezo-electricité, le quartz ne réagissant qu'à des variations de pression, nécessite d'abord une certaine pression sur l'artère qui ne manque pas d' entrainer des modifications de l'hémodynamique à ce niveau d'où certaines causes d'erreurs dans l'interprétation de la courbe

Par ailleurs, les pressions sont constamment modifiées par l interposition des tissus entre le sang et le quartz ; on ne peut donc pas dire qu'il soit absolument fidèle et il semble bien que le passage de l'ondée systolique crée des phénomènes de vibrations complexes et parasites, en particulier dans le

cas de vaisseaux dont l'élasticité est modifiée ou nulle.

Reste enfin le problème de la rhéographie qui utilise des ondes hertziennes en rapport avec notre étude.

PRINCIPE DE LA RHEOGRAPHIE A HAUTE FREQUENCE

Cette méthode d'enregistrement du pouls par les courants à haute fréquence nécessite l'étude de tro s phénomènes différents. D'ador

D'abord celui de la cinétique ventriculaire gauche car en effet la pulsation artérielle prend naissance dans le ventricule gauche lors de la systole et les différents temps de lac contraction sont transmis intégralement vers la périphérie.

Deuxièmement cette propagation centrifuge se fait comme celle d'un mouvement vibratoire, par la colonne sanguine, sous forme d'un ébranlement longitudinal et transversal. IL est alors soumis à toutes les lois de ce mouvement.

Enfin son étude par les courants électriques suppose qu'il s'agit d'un courant facile à produire et présente au moins l'intérêt de traverser le corps humain sans dommages d'où l'étude des courants à haute fréquence.

I/ La cinétique ventriculaire gauche.

Du type de la cinétique vont dépendre l'amplitude, la forme et la fréquence du mouvement vibratoire. L'amplitude dépend en effet de la forme d'expulsion du ventricule et lui est proportionnelle.

La forme est commandée par les différents temps de la révolution cardiaque et dans les cas pathologiques par tous les facteurs de modifications aussi bien ventriculaire qu' artériel.

Quant à la fréquence c'est celle des systoles.

Rappelons donc des différents temps de la cinétique ventriculaire et leur traduction dans la pulsation.

Dès le début de la contraction ventriculaire, la valvule mitrale se ferme de manière à empêcher tout reflux de sang dans l'oreillette. Elle se ferme sous l'influence de la pression progressivement croissante qui se développe à l'intérieur du ventricule. La valvule pousse de bas en haut, bombe en dôme vers la cavité auriculaire et il se produit alors dans cette cavité un petit ressaut de pression qui s'inscrit sur le tracé auriculaire. Le ventricule continue sa contraction, la pression intérieure s'élève jusqu au moment où elle deviendra supérieure à la pression qui règne dans l'artère afférente et qui maintient fermées les valvules sigmoïdes. A partir de ce moment, les valvules artérielles s'ouvrent et le ventricule, continuant sa contraction élève encore sa pression intérieure et évacue dans le système artériel une partie plus ou moins grande de son contenu.

Cette évacuation ventriculaire s'inscrit sur le tracé des pressions intracardiaques par un plateau ondulé. L'ouverture des valvules sigmoïdes est figurée, sur la ligne ascendante du tracé par un changement de temps ou une petite encoche.

Apres le plateau d'évacuation ventriculaire on constate une chute de la courbe de pression qui est la traduction de la décontraction et du relâchement du myocarde ventriculaire.

La paroi du ventricule se décontracte brusquement, et il en résulte une véritable aspiration qui se transmet dans les artères.

Les valvules sigmoïdes sont alors repoussées par la pression plus élevée qui règne dans l'aorte. Elles se ferment brusquement et complètement empêchant ainsi tout reflux de sang du système artériel dans le ventricule. L'occlusion brutale des sigmoïdes provoque un choc légèr dont on retrouve la traduction sur les tracés de pression sous forme d'un ressaut avant une chute brutale terminant le cycle de la cinétique ventriculaire.

2/ Les mouvements vibratoires du sang :

Les contractions ventriculaires se transmettent dans les artères à intervalles réguliers dont la fréquence est celle du pouls. Mais à chaque systole la contraction ventriculaire complétée par les contractions artérielles et les obstacles placés sur le trajet du vaisseau réalisent un mouvement vibratoire.

On connait ainsi certaines propriétés de ces mouvements. Dans le cas qui nous interesse la perturbation entrainée par cette contraction du ventricule se propage le long de la colonne sanguine. Le deplacement se fait dans la même direction que la propagation du mouvement , c'est dont un mouvement longitudinal dont la vitesse de propagation est à distinguer de la vitesse circulatoire bien plus lente.

Ces données qualitatives peuvent être complétées par des expériences quantitatives dont on ne donnera que les résultats.

I/ La propagation d'un é ranlement transversal dans le milieu environnant n'est pas instantannéé.

2/ La vitesse de propagation nous est donnée par la formule de MOENS (1878)

ou K = Constante

g = accélération de la pesanteur

e = coefficient d'élasticité artérielle

a = épaisseur de la paroi artérielle

= densité du fluide

d = diamètre de l'artère

ce qui donne dans les artères une vitesse moyenne de 7 à 9 mètres/seconde alors que la vitesse circulatoire est de 0,50 mètre/seconde.

Comme on le voit :

3/ Dans un milieu homogène la vitesse de propagation de l'ébranlement est constante.

4/ La vitesse est indépendante de la forme et de la grandeur de l'ébranlement.

5/ Alors que les solides élastiques peuvent transmettre des ébranlements transversaux et des ébranlements longitudinaux, les fluides ne peuvent transmettre que les déformations longitudinales. Mais ici l'élasticité artérielle permet d'envisager également un mouvement transversal.

Les pulsations artérielles peuvent être assimilées à un mouvement vibratoire dont la fréquence est celle du pouls. Il en conserve toutes les propriétés qui sont, comme on l'a vu,

fonction de l'artere par son diamètre et son élasticité et de la densite du sang

3/ Les courants à haute fréquence :

Ce sont des courants alternatifs dont la fréquence atteint plusieurs centaines de milliers de période par seconde.

On connait déj leurs propriétés dont la médecine fait largement usage. Ils ont une absence apparente d'effet excito moteur. Leur effet joule apparait et peut devenir génant. Ils brulent avant d'exciter d'où leur utilisation pour le bistouri electrique, pour l'électrocoagulation, la Darsonvalisation ou pour provoquer des lésions localisées comme en neuro-chirurgie.

Insistons surtout sur l'absence de phénomènes douloureux et la facilité qu ils ont à traverser le corps humain. En effet, on admet actuellement que l'excitation est liée à la dépolarisation. Le courant alternatif polarise et depolarise alternativement. Si la fréquence s'accroit une alternance détruit la précédente. En basse fréquence la d polarisation est suffisante pour que l'excitation ait lieu. A mesure que la fréquen augmente l'effet de la première alternance est plus détruit par la deuxieme. Ainsi, une intensité modérée il n'y a plus d'excitatio .

Enfin, il semble que le corps humain puisse être assimilé du point de vue électrique en première approximation à un circuit comprenant une résistance et une capacité en paralèlle selon le schéma en admettant que la peau se comporte comme une capacité constante pendant le temps de l'examen; cette

capacité étant en série dans le circuit :

Si l'on applique une intensite I sur le corps elle sera répartie en deux intensités i I dans le condensateur et i 2 dans la résistance telle que :

$$I = I\,I + i\,2$$

C'est i 2 l'intensite qui va produire de la chaleur. La résistance de la branche de capacité est la composante déwattée Or l'impédance Z on résistance apparente de la capacité est égale à : $Z = \frac{-I}{c}$ (I)

ou c = capacité

$= 2 \quad N$ N = fréquence du courant

C'est à dire que l'equation (I) devient :

$$Z = \frac{I}{2\ N\ C} \qquad (2)$$

Or dans le schéma cité plus haut ce qui est nécessaire c'est que le courant passe le plus facilement possible dans le corps humain sans créer de dommages.

Pour cela il faut diminuer le plus possible i2 afin d'éviter les effets caloriques.

Par contre c'est iI qui doit être le plus important possible c'est à dire que le rapport

$$\frac{I}{i\ I}$$ doit tendre vers I

De ceci il découle que Z doit être le plus faible possible pour laisser passer facilement le courant.

Dans l'équation (2) le seul élément sur lequel on puisse jouer c'est N c'est à dire la fréquence. Z sera d'autant plus faible que N sera plus élevé. D'où l'intéret de l'utilisation des courants à haute fréquence dans cette étude.

Ils sont en effet pratiquement dépourvus d'effet joule et traversent facilement l'organisme.

THEORIE DES APPAREILS D'ENREGISTREMENT

La rhéographie qui est déjà une méthode connue depuis longtemps à vu ses débuts en Autriche avec HOLZER. Plus récemment les mêmes auteurs et en particulier POLZER ont amélioré leurs méthodes en utilisant le déséquilibre pulsatoire d'un pont de Wheatstone. D'autres principes ont pris également place dans le moyen de détection . Aussi peut on diviser ces appareils en trois grands groupes :

- Les appareils à montage " en pont"
- Les appareils à haute fréquence"
- Les appareils à haute fréquence par impulsions.

Les appareils à "montage en pont :

Le principe est celui d'un pont de Wheatstone. Il comporte quatre résistances en parallèlogramme avec un galvanomètre en diagonale. L'une des résistance est constituée par le sujet. Ce pont est relié à un appareil enregistreur et comporte un dispositif de filtrage selon le schéma suivant

On utilise cet appareil comme un simple pont de Wheastone C'est appareil de zéro. Il s'agit donc de mésurer le déséquilibre pulsatoire créé par le sujet. Des améliorations

à cette méthode ont été apportées récemment par GOUGEROT à l'occasion des mesures de rhéoencephalographie. Cependant un autre principe est apparu celuis de l'utilisation de la haute fréquence pour éviter :

- d'avoir à utiliser trop de résistances susceptibles de capter trop facilement des parasites.

- de travailler au voisinage de l'équilibre ce qui nécessite des réglages fréquents en cours d'examen.

- de travailler à des fréquences relativement basses de l'ordre de IO 000 périodes par seconde. En effet à cette fréquence, la peau au contact des électrodes se présente vis-à vis du courant comme une capacité et une résistance en parallèle selon le même schéma que celui que nous avons vu plus haut

Les calculs que nous avons faits au chapitre précédent montre qu plus la fréquence est basse plus l'impédance Z augmente et donc l'intensité du courant qui la traverse diminue; d'ou une intensité de courant non négligeable dans la résistance.

Cette résistance accessoire au niveau de chaque électrode perturbe donc les mesures avec l'appareil à pont.

Il ne faut cependant pas minimiser les gros avantages de ces appareils surtout en ce qui concerne des mesures en valeur absolue qui sont possibles contrairement aux autres appareils

que nous allons voir maintenant.

Les appareils à haute fréquence :

C'est ce t pa d'appareils que nous avons utiliser. On a déjà vu plus haut l'intéret que comportait l'utilisation de la haute fréquence pour l'étude des pulsations artérielles . Ces appareils présentent encore d'autres avantages que nous allons voir après avoir montré leur principe.

Cet appareillage comporte un générateur de courant à haute fréquence, un système de filtrage et des étages d'amplification donnant des variations de courant qui pourront être enregistrées.

Le principe est le suivant ; le sujet en expérimentation est placé en parallèle sur un circuit à haute fréquence qui comporte en outre un système de filtrage donnant la courbe elle-même qui n'est que l"enveloppe" des oscillations à haute fréquence selon le schéma suivant :

Mais contrairement à ce que nous avons vu lors des "montages en pont" le problème du contact des électrodes avec la peau se pose avec, semble-t-il, moins d'acuité.

En effet on peut assimiler, du point de vue électrique le sujet en expérimentation au montage suivant :

Or, aux fréquences auxquelles nous travaillons (de l'ordre de 500 à 700 kilocycles par secondes) la peau qui se présentait au contact des électrodes comme une résistance et une capacité en parallèle (I) devient assimilable à une capacité seulement , réduisant ainsi la résistance à une valeur négligeable en regard de la capacité.

Le courant passe donc facilement et surtout l'impédance variable en fonction de l'onde systolique sanguine prend toute sa valeur car les variations du courant au niveau du système (2) du schéma ne sont pas négligeables.

Mais par contre si la fréquence était trop élevée, il existerait entre les électrodes une capacité parasite qui perturberait les enregistrements des variations de l'impédane créé par l'onde systolique et donnerait alors un circuit dit "équivalent" tout différent.

Il est donc nécessaire de trouver un compromis de façon à avoir des fréquences ni trop basses à cause des effets électriques entre peau et électrodes ni trop hautes à cause du circuit"électrique équivalent" possible installé entre ces dernières. C'est la raison pour laquelle on utilise une

fréquence de l'ordre de 500 à 700kilocycles par seconde comme nous l'avons dit plus haut.

En fait ce n'est pas là le seul avantage. Les résistances ne sont moins nombreuses que dans le "montage à pont" ce qui diminue le risque de parasitage. On néglige tout système d'équilibre et la ligne isoélectrique est alors dûe au fait qu'il existe une capacité de liaison. L'amplificateur n'a alors aucun effet sur le courant continu éventuel qui ne passe pas à cause de cette capacité de liaison. Il ne reste donc à amplifier puis à enregistrer que les variations de l'impédance du circuit.

Par contre cette méthode ne permet pas de pouvoir réaliserd des mesures d'impédance en valeur absolue comme dans les méthodes du "montage en pont".

Les appareils à haute fréquence par impulsions :

Il ne semble pas à notre connaissance que ce principe ait été utilisé en rheographie. Son utilisation a été le principal effort de notre travail.

Son principe consiste essentiellement dans le fait d'utiliser la haute frequence par impulsions brèves. Cette méthode différencie de la façon des autres qui utilisent la haute fréquence sous forme d'ondes entretenues. Pour notre part les oscillations de 500 à 700 kilocycles par secondes sont envoyées dans le circuit à raison de 15 000fois par seconde environ laissant entre elles un temps mort.

Nous pouvons ainsi augmenter d'une manière sensible la profondeur de la modulation en augmentant la tension sans perturber les tissus car le courant ne passe que pendant un

profondeur de la modulation en augmentant la tension sans perturber les tissus car le courant ne passe que pendant un temps court et grâce à l'augmentation de la tension porteuse l'amplitude de la tension de modulation est augmentée dans les mêmes proportions.

Par ailleurs, les effets électriques sont négligeables chez le sujet puisque si l'intensité de signal est augmentée le temps pendant lequel il passe est très faible. La quantité de l'énergie reste donc toujours faible. L'utilisation des impulsions permet ainsi d'améliorer le rapport signal/bruit et la sensiblité de la méthode.

SCHEMA

Pratiquement le schéma de l'appareil est le suivant (voir plus loin)

a/ Le générateur :

Il est constitué d'une lampe triode montée en oscillateur surcouplé(fonctionnant en blocking-oscillator)

Les oscillations produites sont recueillies sur l'enroulement tertiaire du transformateur constituant les circuits oscillants et appliqués d'une part au sujet et d'autre part au système redresseur

b/ L'étage de redressement et de filtrage de la haute fréquence:

Il comporte successivement à la sortie du générateur :

- une diode de redressement à laquelle est associée une résistance en parallèle. Toutes les osdllations du généra-

teur voient ainsi leur portion négaive redressée.

Donc à la sortie du generateur les trains d'oscillations qui étaient du type (I)

présentent l'aspect (2) en passant dans le sujet enexpérimentation

puis l'aspect (3) apres redressement

enfin l'aspect (4) apres filtrage.

et donne l'"enveloppe" des oscillations c'est à dire la courbe que nous enregistrons.

Il ne reste plus qu'à amplifier ces variations apres avoiri interposé dans le circuit une résistance en série g is une capacité en parallèle constituant une cellule de filtrage de la haute fréquence.

c/ Les étages d'amplification

La liaison entre l'étage de redressement et de filtrage de la haute fréquence et l'étage d'amplification se fait par

par l'intermédiaire d'une capacité de liaison.

L'amplification comporte plusieurs étages dont on ne décrira qu'un seul élément. Chacun se succédant.

A l'entrée une capacité de liaison puis un potentiomètre permettant de faire varier le gain. Ces deux éléments constituant un système R C (résistance-capacité) calculé de manière à ne produire aucune atténuation aux fréquences de travail.

Enfin chaque étage est équipé d'un tube pentode monté de manière classique assurant une amplification de l'ordre de 100

A la suite de ces étages amplificateurs se trouve le matériel d'enregistrement. Il peut être constitué d'un oscillographe cathodique qui permet de visualiser les variations d'impédance Nous y avons associé un galvanomètre inclus dans un appareil à électrocardiogramme permettant ainsi d'avoir simultanément avec des repères de temps, l'enregistrement rhéographique et électrocardiographique.

Signalons pour terminer au sujet des étages amplificateurs un dernier point. A chaque fois que l'on ajoute un étage dans la chaine d'amplification on provoque une inversion de phase du phénomène. Il convient donc d'entenir compte pour l'enregistrement afin d'avoir des variations de tracé dans le même sens que celles de l'impedance du circuit.

Caractéristiques de l'appareil.

Pour terminer ce chapitre concernant l'appareillage nous donnerons quelques chiffres montrant les caractéristiques principales de l'appareil.

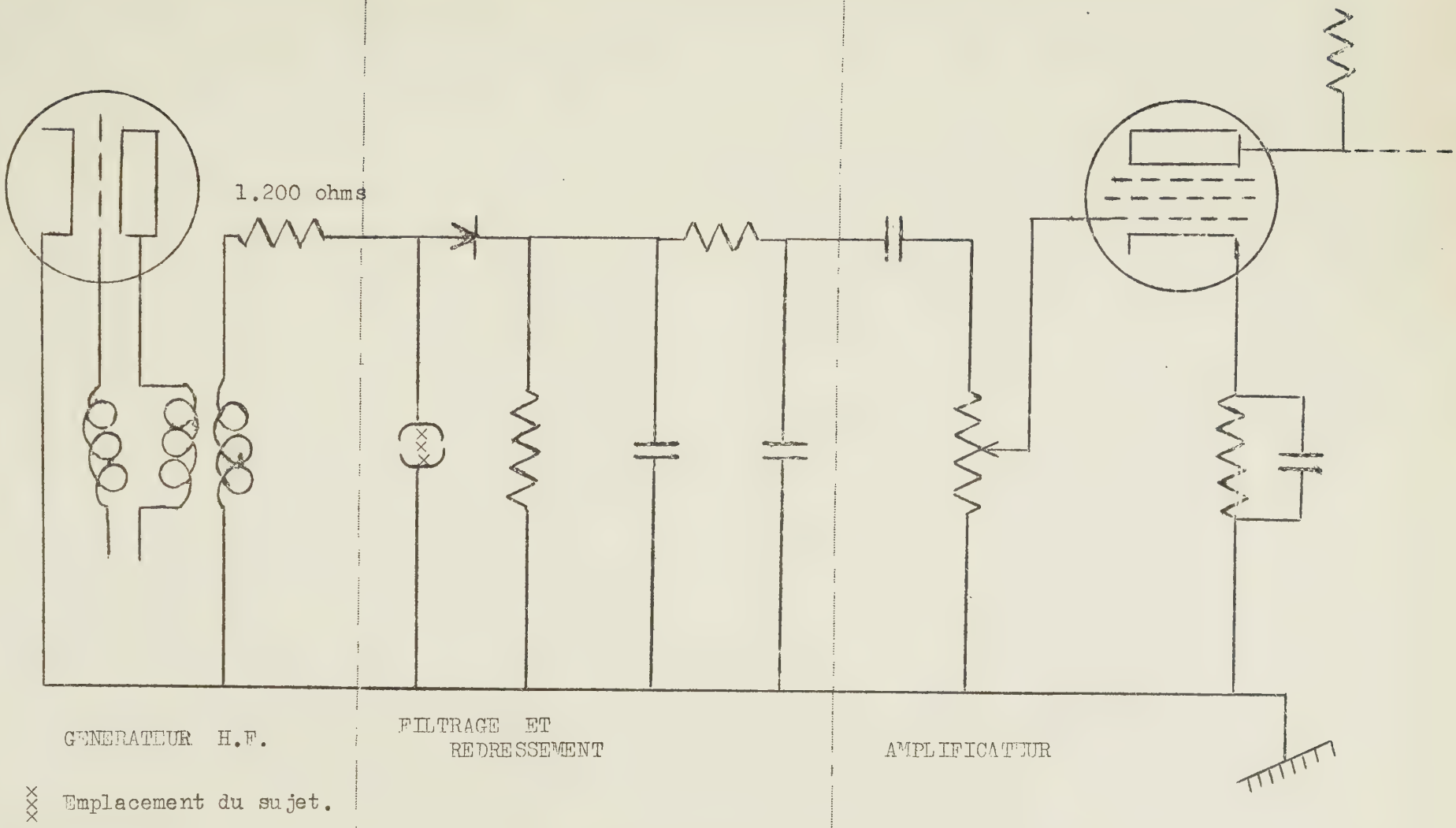
La profondeur de la modulation est de l'ordre de 1/2000

à I/IO.OOO suivant le territoire exploré

L'amplitude absolue du signal à amplifier est de l'ordre de 20 microvolts. Le gain de l'amplificateur a donc été réglé pour varier de O à IOO.OOO

La bande passant va de 0,5 cycle par seconde à plus de 500 cycles par seconde ce qui est donc largement suffisant pour l'étude des pulsations artérielles.

Les selfs surcouplés du générateur à haute fréquence provoquent des impulsions dont le rythme est de l'ordre de I5.OOO cycles par seconde. La durée de chaque impulsions est d'environ I/5 du cycle.


1.200 ohms
GENERATEUR H.F.
FILTRAGE ET
REDRESSEMENT
AMPLIFICATEUR
Emplacement du sujet.

DESCRIPTION PRATIQUE DES METHODES D'ENREGISTREMENT

Au cours de notre expérimentation nous avons toujours utilisé le même générateur à haute fréquence. Quant à l'appareil enregistreur il était constitué d'un appareil à électrocardiogramme à deux pistes ; une piste pour notre enregistrement, l'autre pour l'E.C.G. L intéret essentiel est de posséder sur la même bande photographique les deux tracés simultanés avec un même repère de temps.

Deux points à signaler : la nécessité d'avoir un nombre donné d'étages amplificateurs pour avoir une courbe dans le bon sens et aussi celle de relier tous les appareils à la terre pour diminuer le parasitage par le courant à 50 périodes.

Les électrodes étaient constituées par un fil de cuivre enfoncé en forme de circonférence de I cm de diamètre environ.

Il est ainsi facile d'obtenir de bons enregistrements des pulsations artérielles. Il faut neanmoins se plier à quelques règles pratiques.

I/ Opérer sur un sujet dont le relachementmusculaire est satisfaisant

2: Loin de tout appareillage pouvant produire une source de parasitage (moteur électrique)

3/ Obtenir un bon contact électrique des électrodes avec la peau.

Ainsi donc, compte tenu de ces quelques précautions, on procède ainsi. Les appareils étant en marche et soigneusement reliés à la terre, le sujet sera soit assis soit allongé mais

surtout calme et dans le meilleur relâchement musculaire possible.

Après un bon nettoyage de la peau les électrodes seront appliquées de façon à réaliser un bon contact. A ce propos, comme le prouve l'expérimentation la position des electrodes d'une par rapport à l'autre n'a pas d'importance. On mettra en place les electrodes de l'E.C.G selon la technique habituelle.

Plusieurs procédés ont été utilisés lorsd de l'expérimentation . Ils se sont tous révélés intere sants à plusieurs titres comme on le verra par la suite.

Celui qui est le plus facile à réaliser est certainement l'enregistrement du pouls au niveau du doigt de la main. Tous les doigts peuvent donner le même résultat mais nous avons choisi électivement l'index. Après avoir humidifié soigneusement l'extrémité du doigt, on met les électrodes au contact de la peau. L'une au niveau de la racine de l'ongle, l'autre sous la pulpe. Il faut savoir qu'à cet endroit la contention des electrodes est facile à réaliser, ne serait qu'avec un sparadra et aussi que la courbe d'enregistrement est plus facile à interpréter à ce niveau qu'ailleurs, sans doute à cause de l'atténuation des petits accidents de la courbe ne laissant ainsi apparaitre que les principaux.

On peut également faire l'enregistrement des pulsations à tous les niveaux du membre supérieur, là où elles sont le plus superfi iel.

C'est ainsi que l'on peut prendre le pouls au niveau de l'artère radiale dans la gouttière du pouls. Dans ce cas les électrodes seront placées parallèlement à l'artère. Elles se ont portées par un support isolant, sur le trajet du vaisseau. Une remarque est à faire au sujet des résultats : la contention est beaucoup plus difficile à réaliser qu'au niveau du doigt et de fait le courant électrique et les courbes sont souvent parasitées.

Nous avons également réalisé des enregistrements au niveau de l'humérale dans le pli du coude et dans le canal brachial de CRUVELHILR

La carotide est elle aussi facile à explorer.

Au niveau des membres inférieurs notre expérimentation s'est bornée peu de choses mais elle a montré cependant qu'au niveau des orteils il est possible d'enregistrer les pulsations artérielles de la même façon qu'au membre supérieur en mettant les électrodes de part et d'autre de l'orteil. Quant à l enregistrement dans le triangle de SCARPA, il nous a paru beaucoup plus difficile à réaliser étant donné que l'artère est relativement profonde et que les électrodes ne peuvent placées que parallèlement. Il faudrait aussi exercer une trop forte pression pour percevoir nettement le pouls fémoral.

Au total, on voit que les méthodes d'enregistrement ne posent que peu de problème quand les artères sont superficielles et qu'il faut placer les électrodes parallèlement au trajet du vaisseau ou quand on le peut les placer de part et d'autre de celui-ci.

RESULTATS

Il ne s'agit pxxxdans ce chapitre que des premiers résultats obtenus lors de notre expérimentation qui se poursuit actuellement.

Les enregistrements furent peu nombreux et recherchèrent surtout à établir des normes de référence en s'adressant à des sujets normaux.

Les quelques examples pathologiques qui seront présentés se serviront à montrer que les tracés s'écartent nettement de ce qui apparait chez le sujet normal.

Il faut avant tout signaler un point important. Le nombre des étages amplificateurs de l'appareillage influence l'orientation de la courbe comme nous l'avons dit plus haut. Aussi leur nombre a-t-il été choisi de telle façon qu'à une augmentation de l'impédance corresponde une déflexion positive de la courbe.

I/ Forme générale :

C'est en prenant pour types les courbes obtenues à partir de l'enregistrement sur le doigt que nous donnerons la forme générale de la courbe (fig.I)

Expérimentalement le pouls apparait au point de la courbe le plus déclive.

La courbe est formée de plusieurs segments

- Une ascension rapide avec parfois une didminution de la pente dans sa partie terminale.
- un sommet
- une chute enrègle assez faible.

- un palier plus ou moins marqué
- une chute en pente douce jusqu'à
- un ressaut
- une pente brutale avant de reprendre un nouveau cycle.

On remarquera donc

- une ascension brutale
- une chute enpente douce où l'on distingue plusieurs accidents
- une chute rapide.

L'amplitude de la pente douce est environ la moitié de la plus grande déflexion.

Pour un rythme de 70 pulsations par minute les temps de la courbe se répartissent ainsi :

18 / 100 de seconde pour l'ascension initiale

6 / 100 pour la chute rapide

56 / 100 pour le palier

Tel l'aspect le plus simple et le plus fréquent que nous avons rencontré

Les enregistrements faits au niveau de la radiale montrent que l'on est souvent obligé d'augmenter le gain d'amplification pour avoir un tracé facilement interprétable? C'est ce que nous montre les figures 3 et 4

On remarquera aussi l'existence de nombreuses ondes rapides sur le palier de la courbe lorsque l'on recherche un gain plus élevé que pour le pouls par élargissement de la bande passante

Enfin, il est interessant de comparer les différents accidents de la courbe à ceux de l'E.C.G. enregistré simultanément On voit evidemment un retard entre l'apparition du complexe ventriculaire et le début de l'onde pulsatile. Et comme on pa

ventriculaire et le début de l'onde pulsatile. Et comme on pouvait le prévoir ce retard décroit au fur et à mesure que l'on se rapproche du coeur IL est de l'ordre de 6/100 de seconde entre le doigt et l'Humérale au pli du coude.

2/ Aspects pathologiques :

Dès qu'il s'agit de sujets présentant une affection cardio vasculaire portant évidemment sur la pathologie du ventricule gauche ou des artères les tracés prennent un aspect différents

Sur la figure 5 on peut voir le tracé obtenu chez une malade présentant un pouls lent permanent. Les cycles s'allongent et sont en rapport avec la fréquence des battements cardiaques mais cet allongement porte surtout sur le palier où l'on note la présence d'oscillations rapides en grand nombre, jusqu'à la chute brutale terminant la fin du cycle.

Les amplitudes des courbes sont en général plus grandes que dans la cas de pouls normaux. Tous ces aspects morphologiques nous ont paru assez constant sur les enregistrements effectués mais il reste, bien entendu, à leur donner une explication.

La figure 6 montre un tracé fait chez une malade porteuse d'une insuffisance aortique sévère. On y remarquera essentiellement la chute brutale du palier où tous les accidents semblent avoir disparus et aussi la grandeur du segment terminal de la courbe.

Nous voudrions également avant de terminer ce chapitre, résumer un cas qui nous a paru intéressant. Il s'agissait d'un malade hospitalisé pour un pouls lent permanent avec accidents syncopaux fréquents. Diverses thérapeutiques lui avaient été

administrées et avaient considérablement amélioré son état

Au cours de son séjour dans le service nous avions fait plusieurs enregistrements. Le tracé radial (dans la gouttière du pouls) présentait un aspect particulier avec un segment initial peu ample suivi d'un palier avec acsension terminale précédent la chute brutale et profonde de la dernière partie de la courbe. Elle reçut pendant l'enregistrement un comprimé d'Isopropylnoradrénaline et cinq minutes plus tard est apparue subitement une modification radicale du tracé pour reprendre son aspect normal. La raison de cette transformation a été discutée. On a pensé que la transposition des électrodes en était la cause mais leur inversion a infirmé l'hypothese. Finalement on a évoqué une action pharmacologique de l'Isopropylnoradrénaline d'autant que l'on sait qu'à forte dose il a une action stimulante sur les centres d'automatisme cardiaque, qu'il augmente le débit et diminue la durée de la systole. Peut-être peut-on voir dans ces raisons l'explication du changement de la morphologie de la courbe.

En conclusion, les quelques tracés présentés permettent d'envisager qu'à l'avenir, d'apres les différents aspects rencontrés on pourra établir des normes pouvant servir au diagnostic.

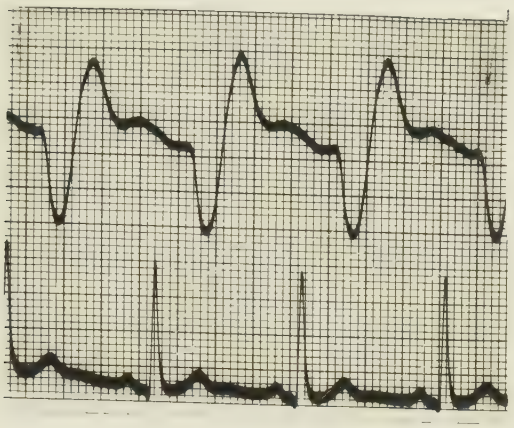


Fig 1

Fig 2

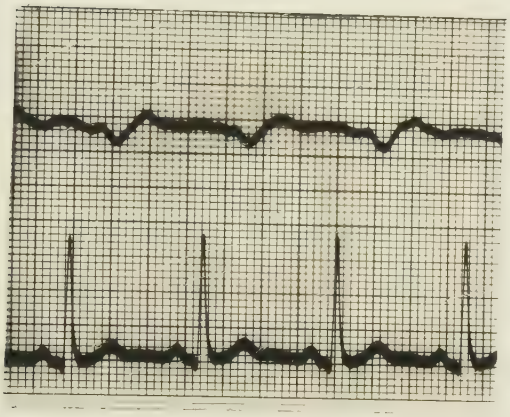


Fig. 3

Fig 4

Fig 5

Fig 6

CONCLUSION

Les courants à haute fréquences ont déjà trouvé en médecine de nombreuses applications thérapeutiques.
Depuis plusieurs années leur utilisation en tant que moyen d'investigation a fait l'objet de nombreux travaux, en particulier dans le domaine circulatoire.

Notre étude a voulu compléter le principe de la rhéographie en utilisant des courants à fréquence assez élevée et ceci par impulsions.

En effet, à raison de 500 à 700Kc/s on supprime les effets électriques de contact des électrodes avec la peau, ce qui permet de limiter, voire de supprimer l'effet joule désagréable et aussi de négliger la résistance cutanée, facteur supplémentaire d'erreurs pour l'appréciation du phénomène pulsatile. Il ne semble cependant pas nécessaire d'utiliser des fréquences excessivement élevées.

A ce stade existerait un circuit équivalent, par formation d'un effet de capacitéentre les électrodes exploratrices qui faufausserait tous résultats.

Par ailleurs la production de la haute fréquence par impulsions (I5.000/seconde) nous a paru préférable à celle par onde entretenues. Ce procédé permet d'augmenter l'amplitude de l'onde de modulation et d'améliorer le rapport signal/bruit L'énergie n'étant pas dispensée de facon continue, peut être augmentée dans son intensité sans que, au total, la quantité soit importante et provoque des effets locaux.

Les quelques résultats que nous avons obtenus nous ont paru encourageants par leur aspect caractéristique au cours des affections rencontrées.

Ce n'est cependant qu'un travail préliminaire qu'il serait nécessaire de poursuivre. Il reste très incomplet surtout dans le domaine des résultats. Mais notre propos était de faire faire la description du perfectionnement d'une technique déjà ancienne qui doit, semble-t-il, trouver sa place dans l'étude des phénomènes circulatoires, en particulier au niveau des vaisseaux périphériques.

La rhéographie par impulsions de haute fréquence est une méthode qui semble plus fidèle que les méthodes mécaniques. Elle est d'un emploi très facile. Elle ne nécessite pas de réglages fastidieux. Mais par contre, elle ne permet pas de faire des mesures, en valeur absolue, de l'impédance et n'est peut-être pas aussi complète que certaines méthodes plus compliquées que nous avons mentionnées au cours de cette étude.

Cependant cette méthode apparait susceptible d'apporter des résultats interessants en cardiologie et de s'inscrire à l'avenir comme un moyen de diagnostic utile.

-- : --

Vu : Le Doyen Léon BINET

Vu : Le Professeur Pierre SOULIE

Vu et permis d'Imprimer

Le Recteur de l'Académie de Paris J. ROCHE

BIBLIOGRAPHIE

- DONZELOT et MEYER-HEINE

Archives Mal.Coeur I925 n° 3

- FABRE Thèse Pa is I925 n° 329 p. 25

- R. FABRE et G.ROUGIER

Précis de physiologie médicale

- HOUSSAY Physiologie humaine Tome I

- HOLZER, POLZER and MARKO

"RKG Rhéocardiography. A méthod of circulation's investigation and diagnosis in circular motions"

Mandrich 2° ed. Vienne I954

- HOZMANN Année card. Int. Tome VII

P I23 à I33 I958

- REMINGTON et Coll. Am. Journ. Physio.

I948 6.I54

- SORIN, FOTIADE et LITARCEK

Dispositifs oscillographiques" Presse médicale

I926 n° I8.873